

APPARATUS FOR ELECTRONIC ENDOSCOPE

Publication number: JP2268722

Publication date: 1990-11-02

Inventor: KIKUCHI KATSUYA

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- International: G02B23/24; A61B1/04; A61B5/00; H04N5/232; H04N5/272; H04N7/18; H04N5/225; G02B23/24; A61B1/04; A61B5/00; H04N5/232; H04N5/272; H04N7/18; H04N5/225; (IPC1-7): A61B1/04; G02B23/24; H04N7/18

- european: A61B1/04D: H04N5/232V: H04N5/272: H04N7/18

Application number: JP19890090569 19890412

Priority number(s): JP19890090569 19890412

Also published as:

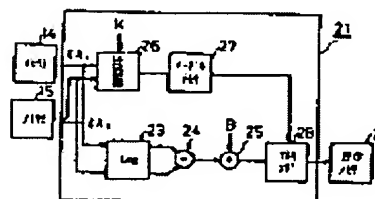
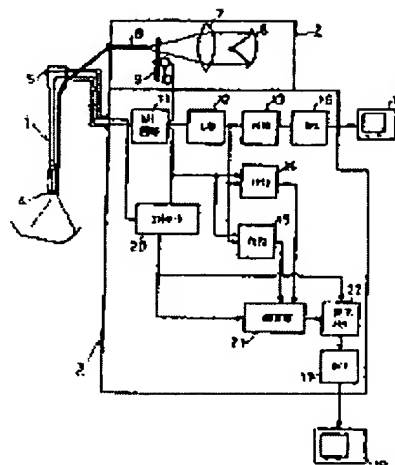
US5045934 (A)

Report a data error here

Abstract of JP2268722

PURPOSE:To enable a recognition of regions based on inaccurate data in a functional information picture by indicating regions, which are detected by an abnormal region detection device, in the functional information picture under controls of an indication control device.

CONSTITUTION:In an arithmetic unit 21, an intensity distribution of hemoglobin is obtained by a combination of a logarithmic conversion circuit 23, a subtraction circuit 24 and an addition circuit 25. On the other hand by a combination of a comparator 26 and a table memory 27, the arithmetic unit 21 serves as an abnormal region detection device detecting overflow regions, if there are any regions, whose light intensities exceed limitations, in each picture which is taken under an illumination of different wave length light obtained by a filter disk 9. The arithmetic unit 21 serves, furthermore, as an indication control device, which carries out a control for indicating those overflow regions in an information picture showing an intensity distribution of hemoglobin, by using a masking circuit 28. As the overflow regions are indicated in the picture when the overflow regions exist in a functional information picture such as the hemoglobin distribution picture, it is possible to avoid a risk of diagnosing on the basis of inaccurate values.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-268722

⑬ Int. Cl.⁵

A 61 B 1/04
G 02 B 23/24
H 04 N 7/18

識別記号

3 7 0

庁内整理番号

B
M

7305-4C
8507-2H
7033-5C

⑭ 公開 平成2年(1990)11月2日

審査請求 有 請求項の数 1 (全4頁)

⑮ 発明の名称 電子内視鏡装置

⑯ 特 願 平1-90569

⑰ 出 願 平1(1989)4月12日

⑱ 発 明 者 菊 池 克 也 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場
内

⑲ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

⑳ 代 理 人 弁理士 三好 秀和 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

電子内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

(1) 機能情報を画像化する処理機能を有する電子内視鏡装置において、

異なる波長光の各照明下で撮影して得られる各画像内に制限を越える光強度の値を持つ領域が存在するとき、該領域を検出する異常領域検出手段と、

この異常領域検出手段が示す領域を機能情報画像上に表示する制御を行う表示制御手段と、を具備することを特徴とする電子内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔発明の目的〕

(産業上の利用分野)

本発明は、電子内視鏡装置に関し、特に被写体を撮影して得られる画像からヘモグロビン量および酸素飽和度等の機能情報計測を行う技術に関する。

(従来の技術)

近年、胃等の臓器粘膜の血行動態と胃潰瘍等の疾患との相関が種々研究が明らかにされつつあり、またヘモグロビン量や酸素飽和度を画像化して診断に役立てようとする試みが行われている。

こうした試みの一環をなす従来の電子内視鏡装置として、例えばヘモグロビン分布画像を得ようとする場合、波長：569nmと波長：650nmとの各光の照明下で胃内を撮影し、得られた2枚の画像間の吸光度の差を演算により求めるものが提案されている。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、上記した従来の電子内視鏡装置において、被写体の動きの影響や撮影条件等により照明下の光量が強すぎると、上記2枚の画像中のいずれか一方、あるいは両方に制限を越える光強度の値が含まれることになる。この場合、2枚の画像間の吸光度の差が部分的に正しい値とは異なり、機能情報画像に不正確な部分が含まれることになるが、従来の場合においては、その不正

確な部分が含まれている状態にあることを術者に認識させるための手段を電子内視鏡装置に設けていなかった。

従って、従来は機能情報画像が不正確なデータに基づくものであることを認識しないまま、診断を行う危険性が存在し、誤診してしまうこともあるという不具合があった。

本発明は、係る課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、機能情報画像に不正確な部分が含まれている状態にあることを術者に認識させるための手段を有する電子内視鏡装置を提供することにある。

〔発明の構成〕

（課題を解決するための手段）

本発明は、上記の目的を達成するため、胃粘膜内ヘモグロビン分布等の機能情報を画像化する処理機能を有する電子内視鏡装置において、

異なる波長光の各照明下で撮影して得られる各画像内に制限を越える光強度の値を持つ領域が存在するとき、該領域を検出する異常領域検出手段

と、

この異常領域検出手段が示す領域を機能情報画像上に表示する制御を行う表示制御手段と、を具備することを特徴とするものである。

（作用）

本発明による電子内視鏡装置による構成であれば、異常領域検出手段が示す領域を表示制御手段の制御によって機能情報画像上に表示するから、機能情報画像上に不正確なデータに基づく領域が存在することを術者に認識させることができる。

（実施例）

第1図は、本発明が適用された一実施例の電子内視鏡装置の概略を示す構成図である。

この一実施例の電子内視鏡装置は、内視鏡スコープ部1、光源部2、システム本体部3に大別される。

そして、内視鏡スコープ部1は、CCD撮像素子4、ヘモグロビン画像収集ボタン5を備えている。

光源部2は、キセノンランプからなる光源6、

集光レンズ7、内視鏡スコープ部1のスコープ先端まで導かれるライトガイド8、狭帯域通過フィルタ（干渉フィルタ）が配列されてなるフィルタ円板9、ステップモータ10を備えている。

システム本体部3は、カメラ回路11、A/D変換器12、画像メモリ13、14、15、D/A変換器16、17、モニタ18、19、システムコントローラ20、演算部21、表示メモリ22を備えている。

上記した各部構成について詳述すると、光源部2のフィルタ円板9は、第2図に示す如く、2種類の干渉フィルタ λ_1 、 λ_2 と、1種の素通しフィルタ λ_0 とが周方向に等分間隔で配列されていて、 λ_1 は569nm、 λ_2 は650nmを各々中心波長とする干渉フィルタよりなる。

システムコントローラ20は、システム全体の制御中枢となるもので、光源部2のステップモータ10、システム本体部3内の画像メモリ14、15同じく演算部21、同じく表示メモリ22等を駆動制御するものである。

演算部21は、本発明の中心をなすもので、ヘモグロビンの強度分布を計算すると同時に、後述する異常領域検出手段及び表示制御手段として機能するものである。

ヘモグロビンの強度分布を計算するアルゴリズムは、ヘモグロビン量を与える指標（ヘモグロビンインデックス）をIHbとすると、次に示す関係式で表わせる。

$$IHb = 200 \cdot C$$

$$C = \log E\lambda_2 - \log E\lambda_1 + B$$

ここで、 $E\lambda_1$ 、 $E\lambda_2$ は、波長 λ_2 :650nmの異なる波長光の各照明下で撮影して得られたカメラ回路11の出力値を表わす。Bは、補正係数となる定数である。

そこで、演算部21は、第3図に示す如く対数変換回路23、減算回路24、加算回路25の組み合わせによってヘモグロビンの強度分布を求める一方、比較器26、テーブルメモリ27の組み合わせによって、フィルタ円板9で得られる異なる波長光の各照明下で撮影して得られる各画像内のい

いずれかに制限を超える光強度の値を持つ領域（オーバーフロー領域）が存在するとき、このオーバーフロー領域を検出する異常領域検出手段として機能し、またマスキング回路28によってオーバーフロー領域をヘモグロビンの強度分布を示す情報画像上に表示する制御を行う表示制御手段として機能するものである。

次に、第1図及び第3図に示す回路構成とした本発明の一実施例についてその動作を説明する。

体腔内被写体の観察時には、フィルタ円板9の λ_0 部分がシステムコントローラ20によりステップモータ10を介して選択されている。この場合、CCD撮像素子4の出力がカメラ回路11でビデオ信号に変換されてA/D変換器12へ送られデジタル化される。このデジタルデータはシステムコントローラ20の制御により画像メモリ13において順次書き込み、読み出しがなされてD/A変換器16に加わるため、モニタ18上に観察内容が刻々リアルタイム表示されている。

ここで、内視鏡スコープ部1のヘモグロビン画

像収集ボタン5が押されると、システムコントローラ20の制御の下にステップモータ10がフィルタ円板9を回転させ、 λ_1 、 λ_2 のフィルタを順次選択させ、その各フィルタによる照明下での被写体撮像がなされるようになる。これに同期して画像メモリ14、15がシステムコントローラ20により書き込み読み出し制御されこのシステムコントローラ20の制御の下で λ_1 、 λ_2 の各フィルタ画像が画像メモリ14、15にそれぞれ順次格納される。このとき、ヘモグロビン分布画像収集ボタン5が押される直前の画像が画像メモリ13にフリーズされて、モニタ18上に表示されている。そして、上記のフィルタ画像の収集が終了すると同時に、通常のリアルタイム画像がモニタ18上に再び表示される。

即ち、第3図の演算回路構成は、前述のヘモグロビン分布画像の算出式を忠実に実現しているものであって、対数変換回路23で画像メモリ14、15からの画像データ E_{λ_1} 、 E_{λ_2} が \log 変換され、減算回路24で $\log E_{\lambda_1}$ と $\log E_{\lambda_2}$

λ_2 との引算が実行され、次に上記定数Bが加算回路25で実行される。領域が存在しているとき、これを表示している機能情報画像が映し出される。

第4図は、モニタ19上の表示例を示す模式図であり、図中のヘモグロビン画像におけるヘモグロビン分布は、ヘモグロビン量の大小に応じて輝度の強弱として表示され、またオーバーフローした領域は例えば赤等のカラーで表示される。

以上の実施例は、ヘモグロビン分布画像の演算をする際、本発明を適用したものであるが、酸素飽和度分布画像や同種の原理、手法に基づく画像処理においても本発明を適用することができる。

〔発明の効果〕

以上説明したように、本発明の電子内視鏡装置は、機能情報を画像化する処理機能の他に、オーバーフロー領域を検出する異常領域検出手段と、機能情報画像上にオーバーフロー領域を表示する制御を行う表示制御手段とを有するから、ヘモグロビン分布画像等の機能情報画像にオーバーフロー領域が存在するとき、このオーバーフロー領域が画面

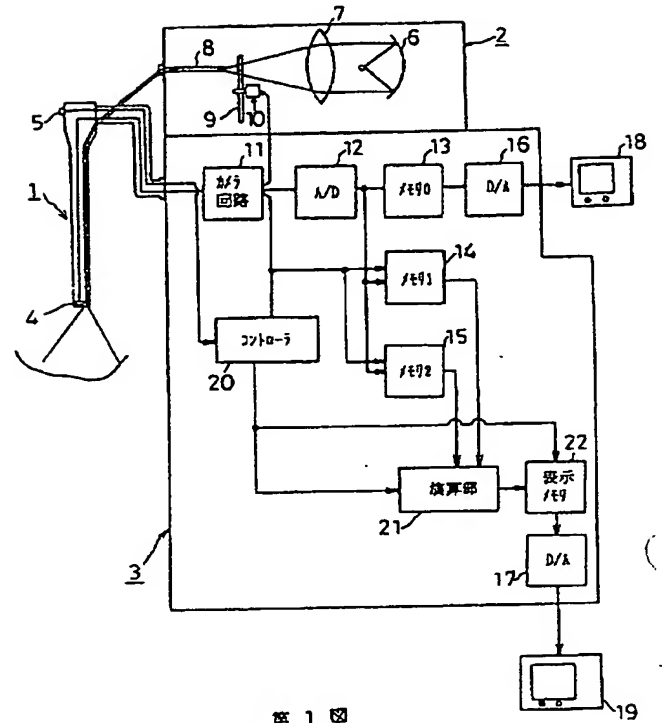
上で示されるため、不正確な値のまま診断してしまうという危険性を回避することができるものである。

4. 図面の簡単な説明

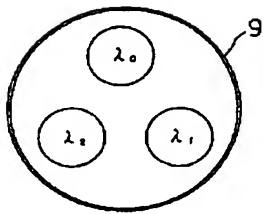
第1図は本発明が適用された一実施例の電子内視鏡装置の概略を示す構成図、第2図はフィルタ円板におけるフィルタ配置状態を示す図、第3図は本発明一実施例の要部をなす演算部の詳細説明図、第4図はヘモグロビン分布画像の一例を示す模式図である。

- | | |
|------------------|-----------|
| 1…内視鏡スコープ部 | 2…光源部 |
| 3…システム本体部 | 4…CCD撮像素子 |
| 5…ヘモグロビン可像収集ボタン | |
| 6…光源 | 7…集光レンズ |
| 8…ライトガイド | 9…フィルタ円板 |
| 10…ステップモータ | 11…カメラ回路 |
| 12 A/D変換器 | |
| 13, 14, 15…画像メモリ | |
| 16, 17…D/A変換器 | |
| 18, 19…モニタ | |

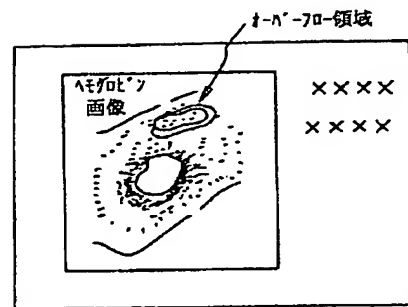
- 20 ... システムコントローラ
 21 ... 演算部
 22 ... 表示メモリ
 23 ... 対数変換回路
 24 ... 減算回路
 25 ... 加算回路
 26 ... 比較器
 27 ... テーブルメモリ
 28 ... マスキング回路



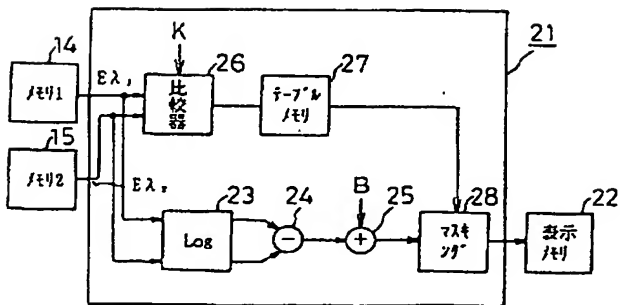
第 1 図



第 2 図



第 3 図



第 3 図